

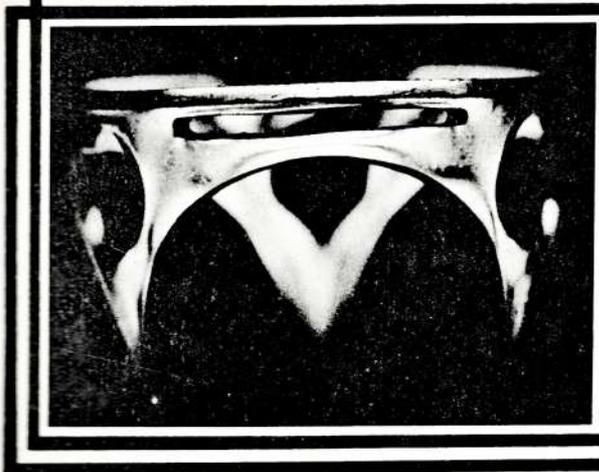
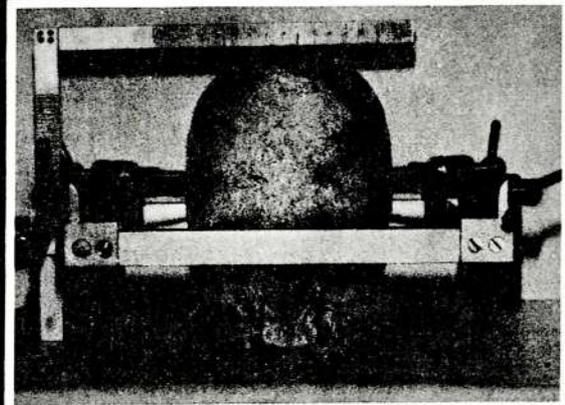
ANAIS DO V CONGRESSO DE ENGENHARIA BIOMÉDICA

São Paulo Outubro 1978

VOLUME I

Trabalhos

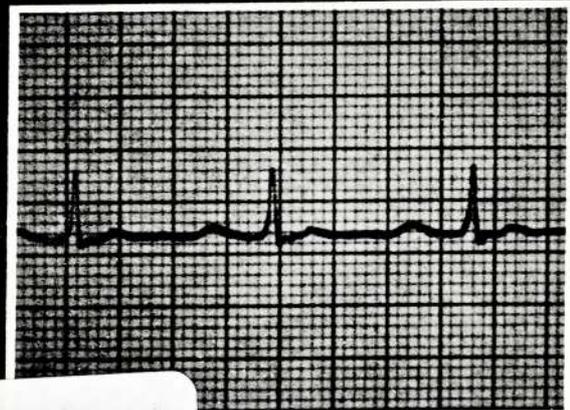
Apresentados



Colaboração:

- Secretaria da Cultura
Ciência e Tecnologia do
Estado de São Paulo
- CNPq
- CAPES

SOCIEDADE BRASILEIRA DE ENGENHARIA BIOMÉDICA



Universidad de la República Oriental del Uruguay
NUCLEO DE INGENIERIA BIOMEDICA
de las Facultades de Medicina e Ingeniería
Hospital de Clínicas, piso 15
11600 Montevideo - Tel.: +598 2 487 1515 Int. 2335
info@nib.hc.edu.uy

MEDIDA DE DEBITO CARDIACO COM ^{99m}Tc G.V.

Dra. Graciela LAGO Eng. Franco SIMINI Prof. Dr. Eduardo TOUYA

Trabalho realizado no Centro de Medicina Nuclear do Hospital
das Clínicas, Montevideu (URUGUAI)

Propusemo-nos arealizar medidas de débito cardíaco com um método confiável, incruento e rápido, utilizando a instrumentação e um radioisótopo de uso corrente neste Centro (C.M.N.). Operamos segundo a técnica de diluição e detecção externa das radiações dos glóbulos vermelhos (G.V.) marcados com $^{99m}\text{TcO}_4^-$. A gama-câmara do C.M.N. acoplada a um equipamento analógico de gravação e selecção de área nos permitiu estudar quantitativamente 28 radiocardiogramas correspondentes a 26 pacientes.

Princípios teóricos

O método de medida do débito cardíaco com traçadores radioativos tem sido amplamente descrito por varios autores (1) (2) (3) (4). Injeta-se no sistema vascular uma atividade A de traçador cuja cinética é igual à das partículas do fluxo sanguíneo. A fração da do traçador presente no instante t em um elemento dV (de volume circulante) observado em um vaso sanguíneo mais distal (no sentido do fluxo)

do ponto de injeção \hat{e} : $da = c(t) \cdot dV$

sendo $c(t)$ a concentração do traçador no instante t no volume dV . Indicando com $f = -\frac{dV}{dt}$ o fluxo, a quantidade de traçador que percorre o vaso \hat{e} :

$$a = f \int_0^{\infty} c(t) \cdot dt$$

Si Q \hat{e} o debito cardíaco, temos que:

$$-\frac{f}{Q} = -\frac{a}{A} \quad \text{o que implica} \quad Q = \frac{A}{\int_0^{\infty} c(t) \cdot dt}$$

(Relação de Stewart- Hamilton(3))

A detecção externa da concentração de atividade \hat{e} afetada pela eficiência e geometria do sistema(5), o qual indica-nos $n(t) = K \cdot c(t)$. Precisamos uma concentração c_f (obtida de uma mostra de sangue extraída em condições de equilíbrio) para determinar o fator K :

$$Q = \frac{A}{\frac{c_f}{n_f} \int_0^{\infty} n(t) \cdot dt}$$

Estas considerações não se aplicam a qualquer vaso sanguíneo pela interferência radioativa provocada pelos vasos vizinhos; a detecção externa deverá ser feita nas cavidades cardíacas onde a massa de sangue abarcada pelo detector permite um bom registro de atividade.

O sistema circulatório é um circuito hidrodinamicamente fechado, o que nos obriga a eliminar o efeito de recirculação do traçador no cálculo da integral com uma extrapolação exponencial de $n(t)$.

O débito cardíaco pode ser expressado na forma:

$$Q = F \cdot b$$

onde $b = \frac{A}{c_f}$ é o volume de sangue circulante e

$$F = \frac{n_f}{\int_0^{\infty} n(t) \cdot dt}$$

um fator deduzido do radiocardiograma.

Instrumentos

A interconecção dos instrumentos necessários aparece na Figura 1. O sistema inclui uma gama-câmara Pho Gamma

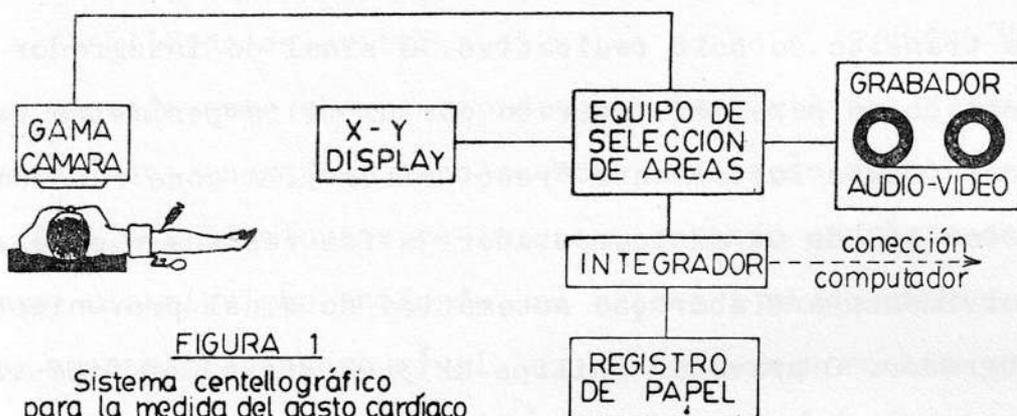


FIGURA 1
Sistema centellográfico
para la medida del gasto cardíaco

III (Nuclear Chicago) à qual substituiu-se o detector por

outro de alta resolução . Um osciloscópio de memória (HP 1331A) permite ver a chegada do bolo às cavidades cardíacas, tanto ao vivo como em "video tape". O equipamento de seleção de área (idealizado por E. Sallés) é uma interface de múltiplas funções: (a) adapta os sinais da gama-câmara para serem gravados em fitas magnéticas; (b) amplifica os sinais provenientes do gravador e controla a representação no osciloscópio; (c) seleciona uma área retangular (variável em posição e tamanho, e representada no osciloscópio) do campo visual da gama-câmara enviando (em fase de reprodução) ao integrador somente as cintilações que ocorrem dentro desta área. O integrador (Model 8332 Nuclear Chicago) recebe a seqüência de cintilações e produz um sinal proporcional à atividade (cintilações por segundo) da área selecionada. A constante de tempo escolhida ($T = 0,5$ seg.) é adequada para seguir o fenômeno de trânsito do bolo radioativo. O sinal do integrador é representado em papel milimetrado por um miliamperímetro registrador (Texas Instruments "recti-riter"). A conexão com o conversor A/D de um minicomputador já foi testada e está em desenvolvimento a elaboração automática do sinal proveniente do integrador. O gravador Philips EL 3402 grava, em fita video de uma polegada, seqüências de sinais proporcionais às coordenadas de cada cintilação com uma eficiência de 70%.

Método utilizado

No grupo de 26 pacientes estudados (idades entre 13

e 65 anos) havia pacientes presupostamente normais, pacientes hipertensos e pacientes com insuficiência cardíaca. Meia hora antes de iniciar o estudo se administrou 1 g. de perclorato de potássio por via oral (para bloquear a glândula tireoide e plexos coróides), e ions de estanho (0,8 mg) por via endovenosa, contidos no kit TCK-7 (CEA-IRE-SORIN) que assegura a marcação(6) dos glóbulos vermelhos.

Colocou-se os pacientes em decúbito dorsal e o detector da gama-câmara enfocava a área precordial, solicitando-se aos pacientes que não se movessem durante o exame.

Adaptou-se o manguito de pressão no braço direito. Injeitou-se numa vena calibrosa da prega do cotovelo, em forma de bolo, uma solução concentrada de ^{99m}Tc em soro fisiológico. Obtivemos bons resultados com doses de 4-5 mCi em 0,25 ml.

Injeitada a dose se desinfla o manguito bruscamente, com a finalidade de evitar a diluição do bolo, fazendo que desta maneira este chegue rapidamente às cavidades direitas. Gravamos esta chegada e a conseqüente diluição do bolo no coração.

Aos 10 minutos da injeção, supondo que o traçador tem uma distribuição uniforme, se extrai 5 ml de sangue do braço oposto gravando o nível n_f . Enfoca-se a continuação a coxa do paciente e grava-se (com a finalidade de avaliar a atividade peitoral que não provém do sangue intracardíaco.

O passo seguinte é medir simultaneamente a atividade da mostra de sangue e a diluição de uma dose idêntica à

e 65 anos) havia pacientes presuntamente normais, pacientes hipertensos e pacientes com insuficiência cardíaca. Meia hora antes de iniciar o estudo se administrou 1 g. de perclorato de potássio por via oral (para bloquear a glândula tireoide e plexos coróides), e ions de estanho (0,8 mg) por via endovenosa, contidos no kit TCK-7 (CEA-IRE-SORIN) que assegura a marcação(6) dos glóbulos vermelhos.

Colocou-se os pacientes em decúbito dorsal e o detector da gama-câmara enfocava a área precordial, solicitando-se aos pacientes que não se movessem durante o exame.

Adaptou-se o manguito de pressão no braço direito. Injeitou-se numa vena calibrosa da prega do cotovelo, em forma de bolo, uma solução concentrada de ^{99m}Tc em soro fisiológico. Obtivemos bons resultados com doses de 4-5 mCi em 0,25 ml.

Injetada a dose se desinfla o manguito bruscamente, com a finalidade de evitar a diluição do bolo, fazendo que desta maneira este chegue rapidamente às cavidades direitas. Gravamos esta chegada e a conseqüente diluição do bolo no coração.

Aos 10 minutos da injeção, supondo que o traçador tem uma distribuição uniforme, se extrai 5 ml de sangue do braço oposto gravando o nível n_f . Enfoca-se a continuação a coxa do paciente e grava-se (com a finalidade de avaliar a atividade peitoral que não provém do sangue intracardíaco.

O passo seguinte è medir simultaneamente a atividade da mostra de sangue e a diluição de uma dose idéntica à

injectada obtendo c_f e \bar{A} que nos permitem avaliar o volume de sangue circulante (volemia).

Resultados

Buscando, em fase de reprodução, uma área que correspondesse aos dos ventrículos obtivemos curvas de dois picos (Fig. 2 e Fig. 3). Uma análise estatística dos tempos de pico

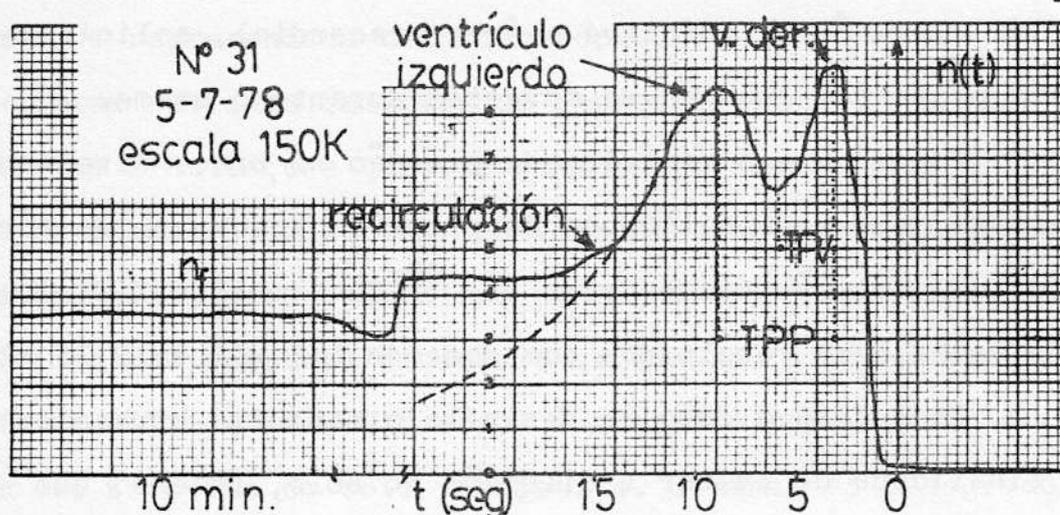


FIGURA 2 Radiocardiograma tipo 1

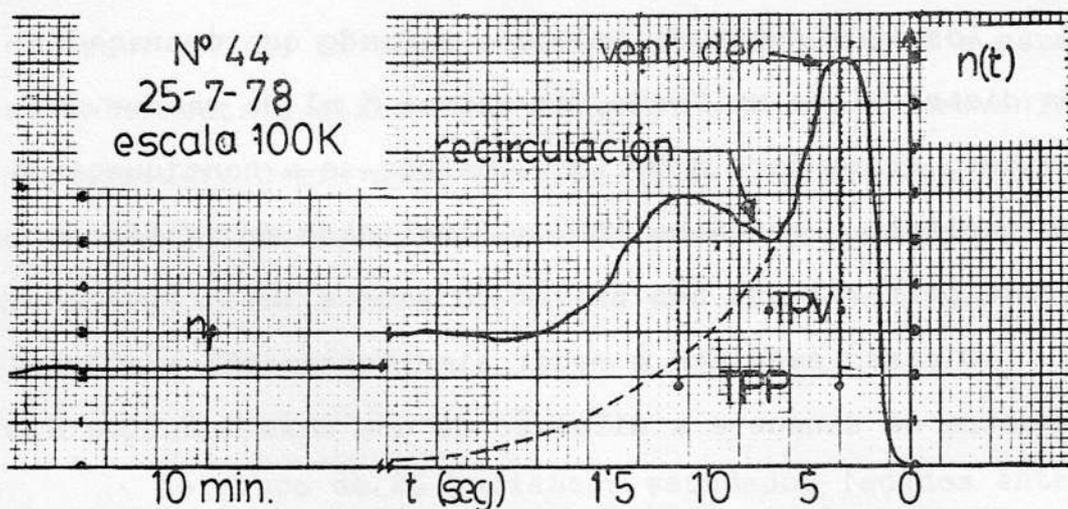


FIGURA 3 Radiocardiograma tipo 2

a pico (TPP) e de pico a vale (TPV) das 28 curvas obtidas (Tabela 1) mostrou ($p < 0,001$) a existência de dois fenômenos

Tipo	Nº casos	\overline{TPP} (seg)	σ	\overline{TPV} (seg)	σ	\bar{F}
1	17	4,4	0,97	2,4	0,75	1,46
2	11	7,9	0,86	4,2	0,90	1,47

TABELA 1

diferentes. Nossas medidas para curvas de tipo 1 coincidem com as de Razzak(7). Os radiocardiogramas de tipo 1 permitem ver a passagem do bolo pelos dois ventrículos; ao contrário, nos de tipo 2, o segundo pico corresponde à recirculação do traçador pela única cavidade vista (direita). Encontrado o instante em que se manifesta a recirculação a tradução da curva a papel logarítmico permite extrapolar a exponencial de lavado e obter uma aproximação de \underline{F} . A gravação do nível de atividade na coxa nos permite avaliar um fator de correção (de um promedio de 0,86) a aplicar à aproximação de \underline{F} . Os valores de \underline{F} encontrados a partir de curvas de um tipo não diferem estatisticamente dos do outro tipo (Tabela 1). Nosso valor médio de \underline{F} é um pouco inferior ao publicado por Lammerant(2) ($\bar{F}=1,62$) mas superior ao mencionado por Dimatteo(4) ($\bar{F}=1,07$)

A precisão da medida do débito é de 10%(2). O custo atual é de aproximadamente 60 U\$S.

Dosimetria

O traçador utilizado (^{99m}Tc emissor gama de vida mé-

dia de 6 horas e energia média de 140 KeV) permite irradiar o paciente muito menos do que outros radioisótopos empregados tradicionalmente (por exemplo o ^{131}I emissor beta de vida média de 8 dias e energia entre 250 e 810 KeV). A injeção de 63 microcuries de ^{131}I provoca uma dose total de irradiação similar à de 10 milicuries de $^{99\text{m}}\text{Tc}$ (8). A possibilidade de utilizar atividades maiores de $^{99\text{m}}\text{Tc}$ (irradiando menos que com ^{131}I) permite aumentar a precisão de detecção(9). Injetamos entre 4 e 5 mCi de $^{99\text{m}}\text{Tc}$: o paciente (premedicado com perclorato) recebe uma dose inferior a 50 mrad. Este cálculo de dose absorvida pelo corpo se faz supondo que o radioisótopo se distribui uniformemente na massa total do corpo(10). Em realidade a distribuição não é uniforme e alguns órgãos essenciais recebem doses (1 rad = 100 erg/g) superiores à do corpo inteiro. Em nosso caso particular a mucosa intestinal absorve 450 mrad, os testículos 60 mrad e os ovários 75 mrad(8).

Conclusão

Realizam-se em forma rápida, confiável e incruenta medidas de débito cardíaco utilizando $^{99\text{m}}\text{Tc}$ como marcador. Com base em 28 exames evidenciamos duas morfologias de radiocardiogramas igualmente úteis para o cálculo do fator \underline{F} . O outro fator é a volemia avaliada por diluição do traçador que marca os glóbulos vermelhos.

Bibliografia

- (1) DONATO L. e col. "Quantitative Radiocardiography" *Circulation* 26 174:199 (aug. 1962)
 - (2) LAMMERANT J. e col. "Observations on Cardiac Output and Pulmonary Blood Volume in Normal Man by External Recording of the Intracardiac Flow of ^{131}I labelled Albumin" *Medizin* 1:353 (1961)
 - (3) KUSCHNIR E. e col. "Radiocardiografia" *Pren. Med. Argent.* 55: 639 (1968)
 - (4) DIMATTEO J. e col. "Essai d'appréciation de la régurgitation mitrale par la radiocardiographie" *Arch. Mal. du Coeur* N°3 373:386 (1965)
 - (5) MANCINI P. "Metodi di Scintigrafia automatica" *Applicazioni bio-mediche del calcolo elettronico Università di Milano* N°3 (1971)
 - (6) HAMILTON R.G. e col. "A Comparative Evaluation of Techniques for Rapid and Efficient in Vivo Labeling of Red Cells with $^{99\text{m}}\text{Tc}$ Pertechtate" *Jour. Nucl. Med.* 16 1010:1013 (1977)
 - (7) RAZZAK M.A. e col. "Radiocardiography in Rheumatic Heart Disease and Its Value in Selection of Cases for Mitral Commissurotomy" *Jour. Nucl. Med.* 5 851:863 (1964)
 - (8) SMITH E.M. "Internal Dose Calculation for $^{99\text{m}}\text{Tc}$ " *Jour. Nucl. Med.* 6 231:151 (1965)
 - (9) CLARKE J. e col. "Technetium-99m in the diagnosis of left to right shunts" *Thorax* 21 79 (1966)
 - (10) MEYNIEL "Médecine Nucléaire" Flammarion Médecine-Sciences Paris (1975)
-